

⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>

A 61 B 6/00

G 03 B 41/16

識別記号

庁内整理番号

7916—4C

6773—2H

⑭ 公開 昭和56年(1981)8月20日

発明の数 2

審査請求 未請求

(全 13 頁)

## ⑮ 放射線画像処理方法および装置

⑯ 特 願 昭54—168937

⑰ 出 願 昭54(1979)12月25日

⑱ 発 明 者 石田正光

南足柄市中沼210番地富士写真  
フィルム株式会社内

⑲ 発 明 者 加藤久豊

⑲ 発 明 者 松本誠二

南足柄市中沼210番地富士写真  
フィルム株式会社内南足柄市中沼210番地富士写真  
フィルム株式会社内⑳ 出 願 人 富士写真フィルム株式会社  
南足柄市中沼210番地

㉑ 代 理 人 弁理士 柳田征史 外 1 名

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

放射線画像処理方法および装置

## 2. 特許請求の範囲

- (1) 蓄積性蛍光体材料を走査して、この蛍光体材料に記録されている放射線画像情報を読み出して電気信号に変換した後、記録材料上に可視像として再生するに当り、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号  $S_{us}$  を求め、蛍光体から読み出されたオリジナル画像信号を  $S_{org}$  としたときに、演算式

$$S' = S_{org} + F(X)$$

(ただし  $X = S_{org} - S_{us}$ 、 $F(X)$  は  $|X_1| <$

$|X_2|$  のとき  $F'(X_1) \geq F'(X_2) \geq 0$  であり、少なくとも  $X$  のある値  $X_0$  ( $|X_1| < |X_0| < |X_2|$ ) を境にして  $F'(X_1) > F'(X_2)$  となる単調増加関数)

で表わされる演算を行なつて、上記超低空間周波数以上の周波数成分を強調することを特徴とする放射線画像処理方法。

- (2) 非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以下である非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第 1 項記載の放射線画像処理方法。

- (3) 非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が  $0.02$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以上で、かつ  $0.15$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以下である非鮮鋭マスクを用いることを特徴とする特許請求の範囲第 1 項記載の放射線画像処理方法。

- (4) 前記単調増加関数  $F(X)$  が

$$F'(X) < 0 \quad (X > 0)$$

$$F'(X) > 0 \quad (X < 0)$$

なる条件を満足する曲線型関数であることを特徴とする特許請求の範囲第 1 項乃至第 3 項のいずれかに記載の放射線画像処理方法。

- (5) 前記単調増加関数  $F(X)$  が主として

$$F''(X) < 0 \quad (X > 0)$$

$$F''(X) > 0 \quad (X < 0)$$

なる条件を満足する曲線型部分からなり、部分的に  $F''(X) = 0$  である線形部分を含むものであることを特徴とする特許請求の範囲第1項乃至第3項のいずれかに記載の放射線画像処理方法。

(6) 前記単調増加関数  $F(X)$  が、

$$F'(X) < 0 \quad (X > 0)$$

$$F'(X) > 0 \quad (X < 0)$$

なる条件を満足する曲線型関数を近似する複数の線型関数の組合せからなるものであることを特徴とする特許請求の範囲第1項乃至第3項のいずれかに記載の放射線画像処理方法。

(7) 前記関数  $F(X)$  が

$$F(X) = a \cdot \operatorname{sgn}(X) \cdot |X|^n + b$$

(ただし  $a, b$  は定数で  $a > 0, 0 < n < 1$

$$\operatorname{sgn}(X) = 1 \quad X > 0$$

$$\operatorname{sgn}(X) = -1 \quad X < 0$$

$$\operatorname{sgn}(X) = 0 \quad X = 0$$

) で表わされる曲線型関数であることを特徴と

算装置が検出されたオリジナル画像信号を  $S_{org}$ 、各検出点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号を  $S_{us}$  としたとき、

$$S' = S_{org} + F(X)$$

(ただし  $X = S_{org} - S_{us}$ 、 $F(X)$  は  $|X_1| < |X_2|$  のとき  $F'(X_1) \geq F'(X_2) \geq 0$  であり、少なくとも  $X$  のある値  $X_0$  ( $|X_1| < |X_0| < |X_2|$ ) を境にして  $F'(X_1) > F'(X_2)$  となる単調増加関数)

で表わされる演算を行なうものであることを特徴とする放射線画像処理装置。

する特許請求の範囲第4項記載の放射線画像処理方法。

(8) 前記関数  $F(X)$  が

$$F(X) = a \cdot \sin(pX)$$

(ただし  $|pX| < \frac{\pi}{2}, a > 0$ )

で表わされる曲線型関数であることを特徴とする特許請求の範囲第4項記載の放射線画像処理方法。

(9) 前記関数  $F(X)$  が

$$F(X) = 1 - e^{-X} \quad (X > 0)$$

$$F(X) = -1 + e^X \quad (X < 0)$$

で表わされる曲線型関数であることを特徴とする特許請求の範囲第4項記載の放射線画像処理方法。

10 蓄積性螢光体を走査してこれに蓄積記録されている放射線像を輝尽発光させるための励起光源と、この発光を検出して電気信号に、変換する光検出器と、この電気信号を処理する演算装置を備えた、放射線像記録再生システムにおける信号処理装置において、前記演

### 3. 発明の詳細な説明

本発明は、医療用診断に用いる放射線写真システムにおける画像処理方法および装置の改良に関するものであり、更に詳細には、中間媒体として蓄積性螢光体材料(以下、「螢光体」という。)を用いて、これに放射線画像情報を記録し、しかる後にこの放射線画像情報を読み出して再生し、これを記録材料上に最終画像として記録する放射線写真システムにおける画像処理方法及び装置の改良に関するものである。

被写体を透過した放射線を螢光体に吸収せしめて放射線画像情報を記録し、しかる後にこれをレーザ光等で走査して励起し発光した光を光検出器で読み取り、この読み取った放射線画像情報で光ビームを変調して写真フィルム等の記録媒体に放射線画像を記録する放射線写真システムが知られている。(米国特許第3,859,527号)

この螢光体を用いる放射線写真システムは、

従来の銀塩写真による放射線写真システムと比較して、広い放射線露光域にわたって画像を記録することができるという点で非常に利用価値が高く、特に人体を対象とするX線写真システムとして利用価値が高いものである。

他方、X線は被曝線量が多くなると人体に有害であるので、一回のX線撮影でできるだけ多くの情報が得られることが望ましいのは言うまでもないが、現在のX線写真フィルムは、撮影適性と観察読影適性の両方を兼ね備えることが要求され、それらにある程度ずつ満足するように設計されているため、撮影適性についてはX線露光域が充分広いとは言えず、また現在のX線写真フィルムの観察読影適性についても、その画質が必ずしも診断に充分なものとは言えないという問題があった。

また前述した米国特許第3,859,527号に開示された螢光体を用いる放射線写真システムは、システムとして新規なものではあるが、前述したX線写真フィルムを用いたシステム

における問題点を解消するものではなかった。

本発明者等は上記問題点を解消すべく、螢光体を用いる放射線写真システムにおいて、撮影適性と観察読影適性の双方を同時に満足せしめ得る放射線画像処理方法および装置を提案した。(特願昭53-163571号) この方法、装置を利用すれば、経済的にかつ高速度に診断性能の向上した放射線画像を得ることができる。

この方法および装置は、螢光体から読み出されたオリジナル画像信号を  $S_{org}$ 、各走査点での超低空間周波数に対応する非鮮鋭マスク信号を  $S_{us}$ 、強調係数を  $\beta$  としたとき、

$$S' = S_{org} + \beta (S_{org} - S_{us})$$

で表わされる演算を行なつて、上記超低空間周波数以上の周波数成分を強調することを特徴とするものである。この方法、装置において強調係数  $\beta$  は固定でも可変でもよく、可変の場合には  $S_{org}$ 、 $S_{us}$  のいずれの大きさに応じて変化させてもよい。

しかしながら、本発明者のその後の研究によれば、 $\beta$  を固定すると、低、高輝度領域で偽画像 (artifact) の生じやすいことが判明した。他方、 $\beta$  を可変にした場合には、たとえ  $\beta$  を単調に増加させた場合 ( $\beta' \geq 0$ ) には、 $S_{org}$  又  $S_{us}$  の小さい領域 (低輝度領域) での偽画像の発生を防止できるが、たとえば、骨と筋肉の境界部において筋肉側に黒い線状の偽画像の発生を防ぐことが困難であつた。すなわち、従来の方法においては、骨、筋肉撮影においてエッジの境界部の低輝度側が強調により最終記録媒体のカブリ濃度以下となつて白く抜けたり、逆に高輝度側が濃度が高くなりすぎて黒い線状となつたりする偽画像、或いは胃二重造影撮影においてバリウムの充填部が二重輪郭状になつたりする偽画像等の偽画像の発生を完全に防止することは困難であり、診断性能を十分に向上せしめることが困難で、場合によっては誤診の原因となるおそれすらあつた。

本発明は上記のような問題点を解決するため、偽画像の発生を防止した放射線画像処理方法および装置を提供することを目的とするものである。

すなわち、本発明の目的は経済的かつ高速度に診断性能の向上した、偽画像のない放射線画像を得ることのできる放射線画像処理方法および装置を提供することにある。

本発明者は前記目的を達成するため、鋭意研究を重ねた結果、前記の偽画像は差信号  $|S_{org} - S_{us}|$  が大なる領域において発生しやすいことを見出し、かかる知見に基づいて、画像信号の処理にあたつて、

$$S' = S_{org} + F(X) \quad (1)$$

(ただし  $X = S_{org} - S_{us}$ 、 $F(X)$  は  $|X_1| < |X_2|$  のとき  $F'(X_1) \geq F'(X_2) \geq 0$  であり、少なくとも  $X$  のある値  $X_0$  ( $|X_1| < |X_0| < |X_2|$ ) を境にして  $F'(X_1) > F'(X_2)$  となる単調増加関数)

なる演算式で表わされる演算を行なつて、差

信号  $|Sorg - Sus|$  の大きい所における周波数強調の程度の増加を小さくすることによつて前記目的を達成したものである。

本発明の放射線画像処理方法および装置は、螢光体を励起光で走査して、これに記録されている放射線画像情報を読み出し、これを電気信号に変換した後、記録材料上に再生するに当り、各走査点で超低周波数に対応する非鮮鋭マスク信号  $Sus$  を求め、螢光体から読み出されたオリジナル画像信号を  $Sorg$  としたときに前記演算式(1)

$$S' = Sorg + F(X)$$

(ただし  $X = Sorg - Sus$ 、 $F(X)$  は  $|X_1| < |X_2|$  のとき  $F'(X_1) \geq F'(X_2) \geq 0$  であり、少なくとも  $X$  のある値  $X_0$  ( $|X_1| < |X_0| < |X_2|$ ) を境にして  $F'(X_1) > F'(X_2)$  となる単調増加関数)

で表わされる演算を行なつて、上記超低空間周波数以上の周波数成分を強調することを特徴とするものである。

$$F(X) = \alpha \cdot \sin(pX) \quad (3)$$

(ただし  $\alpha > 0$ 、 $|pX| < \frac{\pi}{2}$ )

$$\begin{aligned} \text{又は } F(X) &= 1 - e^{-X} & (X > 0) \\ F(X) &= -1 + e^X & (X < 0) \end{aligned} \quad (4)$$

等の曲線型単調増加関数が考えられる。

これらの式(2)、(3)、(4)はいずれも  $|X_1| < |X_2|$  のとき  $F'(X_1) > F'(X_2) > 0$  であり、前記条件  $F'(X_1) \geq F'(X_2) \geq 0$  を満足している。また、これらの関数はいずれも  $F''(X) < 0$  ( $X > 0$ )、 $F''(X) > 0$  ( $X < 0$ ) を満足するものであつて、 $X$  が正の領域では  $X$  の増加にしたがつて  $F'(X)$  は次第に小さくなつて(勾配が減少して)おり、曲線型の関数となつている。

しかしながら、前述の如く本発明の  $F(X)$  としてはこの  $X$  の2次微分  $F''(X)$  が一部において零であつても、すなわち直線部分があつてもよいし、全体に亘つて零であつても前記条件を満たしていればよい。この、全体に亘つて  $F''(X)$  が零でしかも  $F'(X_1) > F'(X_2)$  となる例としては、たとえば全体として前記曲線型の

ここに、前記  $|X_0|$  は差信号  $|X| = |Sorg - Sus|$  の範囲内に設定されるものであることは言うまでもない。

前記  $F(X)$  は、換言すれば、 $X < 0$  のとき  $F''(X) > 0$ 、 $X > 0$  のとき  $F''(X) < 0$  となる関数およびこの曲線型関数の一部又は全部を一又は二以上の線形関数により近似した形の関数を含むものである。

また、この  $F(X)$  は、少なくとも  $X = Sorg - Sus$  の関数であれば足り、同時に  $Sorg$  および/又は  $Sus$  の関数であつてもよい。かような場合には、前記  $F'(X)$ 、 $F''(X)$  はそれぞれ  $\partial F(X) / \partial X$ 、 $\partial^2 F(X) / \partial X^2$  を指すものであることは言うまでもない。

上記演算式における単調増加関数  $F(X)$  ( $X = Sorg - Sus$ ) としては、たとえば

$$F(X) = \alpha \cdot \operatorname{sgn}(X) \cdot |X|^n + b \quad (2)$$

(ただし  $\alpha$ 、 $b$  は定数で  $\alpha > 0$ 、 $0 < n < 1$ )

$$\operatorname{sgn} X = 1 \quad (X > 0), \quad \operatorname{sgn} X = -1$$

$$(X < 0), \quad \operatorname{sgn} X = 0 \quad (X = 0)$$

各関数(2)、(3)、(4)を複数の線形関数を継ぎ合わせたような折線で近似する場合がある。

このような場合の例として、たとえば

$$\begin{aligned} F(X) &= aX & (|X| < |X_1|) \\ F(X) &= \operatorname{sgn}(X)(b|X| + c) & (|X_1| \leq |X| < |X_2|) \\ F(X) &= \operatorname{sgn}(X)(d|X| + e) & (|X_2| \leq |X|) \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} & \text{(ただし } a > b > d > 0, \quad c = a|X_1| - b|X_1|, \\ & e = b|X_2| + c - d|X_2| = a|X_1| + b(|X_2| - |X_1|) - d|X_2| \text{)} \end{aligned}$$

のような折線型関数が考えられる。

なお以上において例示した  $F(X)$  は全て原点において点対称となるものであるが、本発明における  $F(X)$  は必ずしもかように原点对称のものに限定されるわけではない。

本発明によれば  $F'(X)$  すなわち  $Sorg$  と  $Sus$  の点の関数の1次微分が  $|X|$  が大きい程小さくなるようにしているので  $|X|$  が大きいところでの周波数強調の増加率が押えられ、

これによつて差信号が大きい程周波数強調の程度を大きくする一方、差信号が大きいところではその強調の程度の増加を押えて、偽画像の発生を防止することができる。

すなわち、本発明によれば放射線画像において差信号の小さい部分では非鮮鋭マスク処理による周波数強調が普通に行なわれ、差信号の大きい部分（たとえば骨と筋肉の境界、軟部とガス部の境界、胃のBa充填部とその周囲との境界血管造影における血管陰影等）では周波数強調の程度の増加が押えられて偽画像の発生が防止される。

本発明において、超低周波数に対応する非鮮鋭マスク信号  $S_{us}$  とは、オリジナル画像を超低周波数成分より低い周波数成分しか含まないようにぼかした非鮮鋭画像（以下これを「非鮮鋭マスク」と呼ぶ）の各走査点の信号を指す。この非鮮鋭マスクとして変調伝達関数が  $0.01$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以上で、かつ  $0.5$  サイクル/mm の空間

周波数のときに  $0.5$  以下であるようなものを用いられる。さらに、非鮮鋭マスクとして、変調伝達関数が  $0.02$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以上で、かつ  $0.15$  サイクル/mm の空間周波数のときに  $0.5$  以下であるような非鮮鋭マスクを用いると、診断性能が著しく向上し、好ましい。

ここに変調伝達関数が  $0.5$  となる空間周波数を  $f_c$  とすると、本発明に用いられる非鮮鋭マスクは、 $f_c$  が  $0.01 \sim 0.5$  サイクル/mm、好ましくは  $0.02 \sim 0.15$  サイクル/mm の範囲内にあるものといふことができる。

なお、本発明において、オリジナル信号とは光学業界において慣用されている手段により処理された後の信号、すなわち、帯域圧縮、非線形補正のために対数増幅等の非線形増幅をおこなった後の信号を含むものであることは言うまでもない。

また非鮮鋭マスクの作成方法としては、

(1) 各走査点でのオリジナル画像信号を記憶

させておき、非鮮鋭マスクのサイズに応じて周辺部のデータとともに読み出してその平均値（単純平均または種々の荷重平均による平均値）である  $S_{us}$  を求める方法、

（この方法においては、アナログ信号のままで作成する場合と A/D 変換してデジタル信号としてから作成する場合があり更に A/D 変換前に主走査方向のみローパスフィルターでアナログ信号を非鮮鋭化して、副走査方向にはデジタル信号処理によりおこなう場合も含まれる。）

(2) 小サイズ径の光ビーム等でオリジナル画像信号を読み出した後に、まだ蓄積画像が残っている場合に非鮮鋭マスクのサイズに合わせた大サイズ径の光ビームを用いて各走査点の信号をその周囲の信号とともに平均化して読み出す方法、

(3) 読み出し用の光ビームが螢光体層中での散乱によりそのビーム径がだんだん広がることを利用するもので、光ビームの入射側

からの発光信号でオリジナル画像信号  $S_{org}$  を作り、光ビームの透過した側での発光で非鮮鋭マスク信号  $S_{us}$  を作る方法（この場合、非鮮鋭マスクのサイズは螢光体層の光散乱の程度を変えたり、これを受光するアパーチャの大きさを変えたりすることによつてコントロールすることができる。）

などを用いることができる。

これらの非鮮鋭マスクの作成方法のうちでは、画像処理にフレキシビリティを持たせるといふ観点から、(1)の方法が最も好ましい。

(1)の方法を実行するためには、理想的には通常各走査点での非鮮鋭マスク信号  $S_{us}$  を求めるのに以下の演算が必要とされる。

$$S_{us} = \sum_{i,j} a_{ij} S_{org}(i,j)$$

ここに、 $i, j$  は各走査点を中心とした円形領域（その領域内に入る画素数を直径方向に  $N$  個とする。）の座標で、 $a_{ij}$  は重み係数であつて、全方向に等方的でなめらかな変化を

持たせたものが好ましく、 $\sum_{i,j \in \Omega} a_{ij} = 1$ である。

しかし、かかる演算を単純に実行する場合には、各走査点につき乗算をおよそ $\frac{\pi}{4} N^2$ 回、加算を $\frac{\pi}{4} N^2$ 回実行することが必要となり、 $N$ が大であると、演算にきわめて時間がかかり、实际的でないという欠点がある。

事実、通常の放射線画像を螢光体の走査によつて読み出すにあつては、その画像のもつている周波数成分を失なうことのないようにすることが必要であり、そのため画像によつて多少の差はあるが、通常5～20画素/mm程度のサンプリング率(画素サイズで言えば200～500 $\mu$ )で走査する必要があり、一方本発明における非鮮鋭マスクは超低周波数に対応しているため、このマスクを作るためきわめて多くの画素を用いて演算する必要がある。

たとえば、ガウス分布状重み係数を持つたマスクの場合、画素サイズを100.0 $\mu \times 100$

ーパスフィルターで非鮮鋭化し、副走査方向にはA/D変換したデジタル信号の加算平均処理をおこなつて、各走査点における超低空間周波数に対する非鮮鋭マスク信号Susを求める方法(同一出願人による特願昭54-151402号)によることが好ましい。

前者にあつては、矩形状領域で均一な重みを持ち、したがつて例えばガウス分布状重みを持つたためらかに重みが減衰するマスクに比べて、その伝達特性が振動を起すとか、方向によつて非鮮鋭の度合が異なるとかいつた欠点を持つているにもかかわらず、診断性能の向上という面では前述した理想的なマスク演算の場合と実質的な差異がないことが本発明者により見出されている。しかも、この方法は、矩形状非鮮鋭マスクを用いると共にそのマスク内の信号の単純加算平均によつて非鮮鋭マスク信号Susを求めるものであるため、きわめて簡単な方法により非鮮鋭マスク信号Susを得ることができ、演算時間の大幅な短

縮とすれば $fc = 0.1$ サイクル/mmの場合、 $N$ はおよそ50となり、 $fc = 0.02$ サイクル/mmの場合には $N$ はおよそ250となるから、演算時間は膨大なものとなつてしまう。

また円形領域を加算平均することは、走査線毎に加算範囲を変えることを意味するが、演算実行上、かような判断をおこなわせなければならないことは、演算機構を著しく複雑にしてしまい、不経済である。

このような問題を解消し、実用的に画像処理を実行するためには、非鮮鋭マスク信号を得る方法として、走査の主走査方向に平行な2辺と、副走査方向に平行な2辺とによつて囲まれた矩形領域内の各走査点におけるオリジナル画像信号Sorgを単純加算平均することによつて、各走査点における超低空間周波数に対する非鮮鋭マスク信号Susを求める方法(同一出願人による特願昭54-151400号)特許出願、あるいは主走査方向についてはアナログ信号を一定の低減透過特性をもつたロ

縮、装置の大幅なコストダウンが実現しうる。これは信号処理をデジタル、アナログのいずれの形式でおこなつた場合にも共通する利点である。

なお、均一な重みをもつた矩形状非鮮鋭マスクの伝達特性はsinc関数( $\text{sinc}(x) = \frac{\sin \pi x}{\pi x}$ )状になるため、本発明でいう変調伝達関数が0.5となる空間周波数が0.01～0.5サイクル/mm、好ましくは0.02～0.15サイクル/mmの範囲内にあるという前述の規定は、この場合、理論的に矩形状非鮮鋭マスクの一边の長さを60mm～1.2mm、好ましくは30mm～4mmとするということと同義になる。なお、非鮮鋭マスクの形状が長方形の場合にも、各辺の長さが上記範囲内にあればよく、たとえば直線断層撮影の画像処理には縦横比の大きい長方形マスクが有効である。

また後者のローパスフィルターを用いる方法にあつても、主走査方向には空間的に非対称な伝達特性を持つたローパスフィルターで

つくり、副走査方向にはデジタルで加算平均をするという矩形領域で変則的な重みを持った演算に基くものであるにも拘らず、診断性能の向上という面では前述した理想的なマスク演算の場合と実質的な差異もなく、しかも主走査方向がローパスフィルターであるので、演算時間のかかるデジタル信号での加算演算が大幅に削減できるため、演算時間の大幅な短縮、装置の大幅なコストダウンが実現しうることが見出されている。

更には、後者において副走査方向のデジタル信号での加算平均を単純加算平均とすれば、乗算をする必要がなくなり、装置が簡便になり演算のスピードアップが図れるが、かような方法によつても、診断性能が理想的な場合に比し、実質的に差異のないことが本発明者により見出されている。

本発明において、以上の操作に加えて更に平滑化処理を施すこともできる。一般に高周波数領域では雑音が多く見づらいことが多い

実施をしても、またオリジナル画像信号 Sorg に対して施しても、同様に効果的であることが認められている。

また本発明において、非鮮鋭マスクによる周波数強調処理に加えて、階調処理をおこなつてもよい。超低周波数処理は、大きな領域にわたつてゆるやかに発光輝度に変化する疾患、たとえば肺ガン、乳ガン等に対しては効果が比較的小さいので、これらに対しては、特願昭53-163573号、同54-23091号、同54-23092号等に表示された階調処理を併用することが望ましい。この場合、階調処理は、超低周波数処理の前後、いずれにおいておこなつてもよい。

本発明において発光体とは、最初の光もしくは高エネルギー放射線が照射された後に、光的、熱的、機械的、化学的または電気的等の刺激（励起）により、最初の光もしくは高エネルギー放射線の照射量に対応した光を再発光せしめる、いわゆる輝尽性を示す発光体

ため、更に平滑化処理を施すと診断性能をより向上させ好ましいことが多い。平滑化処理としては、変調伝達関数が0.5サイクル/mmの空間周波数のとき0.5以上で、かつ5サイクル/mmの空間周波数のとき0.5以下となるような処理が好ましい。どのような平滑化処理が好ましいかは、たとえば胸部断層写真のように比較的低い周波数の陰影を視影する場合には、できるだけ多くの雑音を除去することが好ましいが、逆に血管造影写真のように高い周波数成分を含む細かい血管陰影を追いかける必要がある場合には、あまり強い平滑化処理は見たい陰影まで見にくくしてしまい、好ましくないなど、X線写真の部位、症状、検査目的等によつて異なるが、本発明者の研究によれば、前述の如き平滑化処理をおこなうことにより、ほとんど全てのX線写真像について診断性能向上の効果のあることが判明した。また、この平滑化処理は、本発明の超低空間周波数処理を行なつた後のS'に対して

をいい、とくに300~500nmの輝尽性発光波長を有するものが好ましく、例えば希土類元素付活アルカリ土類金属フルオロハライド発光体（具体的には特願昭53-84742号明細書に記載されている(Ba<sub>1-x-y</sub>Mg<sub>x</sub>Ca<sub>y</sub>)FX:aEu<sup>2+</sup>（但しXはClおよびBrのうちの少なくとも1つであり、xおよびyは0<x+y≤0.6かつxy≠0であり、aは10<sup>-6</sup>≤a≤5×10<sup>-2</sup>である）特願昭53-84744号明細書に記載されている(Ba<sub>1-x</sub>M<sup>n</sup>)FX:yA（但しM<sup>n</sup>はMg、Ca、Cr、ZnおよびCdのうちの少なくとも1つ、XはCl、BrおよびIのうちの少なくとも1つ、AはEu、Tb、Ce、Tm、Dy、Pr、Ho、Nd、YbおよびErのうちの少なくとも1つ、xは0≤x≤0.6、yは0≤y≤0.2である）等）；特願昭53-84740号明細書に記載されているZnS:Cu,Pb、BaO·xAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:Eu（但し0.8≤x≤1.0）およびM<sup>n</sup>O·xSiO<sub>2</sub>:A（但し、M<sup>n</sup>はMg、Ca、Sr、Zn、CdまたはBaであり、AはCe、Tb、Eu、Tm、Pb、

Tl, Bi または Mn であり、 $x$  は  $0.5 \leq x \leq 2.5$  である) ; および特願昭 53-84743 号明細書に記載された  $\text{LnOX} \cdot x\text{A}$  (但し Ln は La, Y, Gd および Lu のうちの少なくとも 1 つ、X は Cl および Br のうちの少なくとも 1 つ、A は Ce および Tb のうちの少なくとも 1 つ、 $x$  は  $0 < x < 0.1$  である) ; などが挙げられる。これらのうちでも好ましいのは希土類元素付活アルカリ土類金属フルオロハライド蛍光体であるが、その中でも具体例として示したバリウムフルオロハライド類が特に輝尽性の発光が優れているので好ましい。

また、この蓄積性蛍光体を用いて作成された蓄積性蛍光体板の蛍光体層を顔料又は染料を用いて着色すると、最終的に得られる画像の鮮鋭度が向上し好ましい結果が得られる(特願昭 54-71604 号)。

本発明において、蓄積性蛍光体板に蓄積された放射線画像を読み出すための励起光としては、指向性の良いレーザ光が用いられる。

る。この蛍光体板は、蛍光体のトラップレベルに、X線画像のエネルギーを蓄積する。このX線撮影によつて放射線像を蓄積記録した蓄積性蛍光体シート1をローラ2によつて送る。このローラ2はシート1を矢印Aの方向に送り、シート1からの像読取りの副走査を行なう。主走査は500~800 nmの波長を有する励起光のレーザ光源3からのレーザ光を走査ミラー3aで矢印Bの方向に走査することによつて行なう。この励起光の走査によつて300~500 nmの波長域の輝尽発光が発生し、この輝尽発光した光は導光性シート材料からなる集光体4aによつて集光されこの集光体4aの出力端に配したフォトマル等の光検出器4によつて検出されて電気信号に変換される。この電気信号はアンプ5で増幅されてからA/D変換器6でデジタル信号に変換され、演算部7へ送られる。演算部7では、非鮮鋭マスク信号Susを求める演算装置8aにおいてSusを求め、ついで差信号演算

レーザ光の励起光源としては、発光光との分離を容易にしてS/N比を上げるため、500~800 nm、好ましくは600~700 nmの光を放出するもの、たとえばHe-Neレーザ(633 nm)、Krレーザ(647 nm)が好ましいが、500~800 nm以外の光をカットするフィルターを併用すれば、上記以外の励起光源を用いることもできる。

本発明により画像処理を受けた放射線画像は記録媒体上に再生されるがここに記録媒体としては、銀塩写真フィルムその他、シアソフィルム、電子写真材料等が利用できる。またCRT等に表示して観察してもよいし、これを光学的に記録材料上に記録してもよい。

以下、本発明をその実施態様であるX線写真システムに基づいて詳細に説明する。

第1図はX線写真の作画過程において本発明による画像処理を行なう装置の一例を示すものである。X線を放出して人体に照射すると人体を透過したX線は、蛍光体板に入射す

装置8bにおいてSorg-Susが求められ、更に関数変換器8cでF(X)を求めてその後前述した演算式(1)、 $S' = \text{Sorg} + F(X)$ の演算を行なう演算装置8dにおいてこの演算が行なわれ、演算後得られたデジタル信号のS'はD/A変換器9でアナログ信号に変換され、アンプ10で増幅された後、記録用光源11に入力される。

この記録用光源11から発生した光は、レンズ12を通つて焼付ドラム14上に装着された記録材料13例えば写真フィルムに照射される。この写真フィルム上に放射線画像が再生され、この画像を観察して診断が行なわれる。

上記画像処理は、上記実施態様のように光検出器4の出力を直接使用してオンラインで行なつてもよいし、一旦磁気テープ等に記録したデータに基づいてオフラインで行なつてもよい。

非鮮鋭マスク処理は、非鮮鋭マスク信号



Sus と、光検出器で得たオリジナル画像信号 Sorg を用いて、

$$S' = \text{Sorg} + F(X)$$

(ただし  $F(X)$  は前記演算式(1)の定義による)で表わされる演算によつて行なわれる。

この非鮮鋭マスク信号 Sus は、後述の方法によつて求められるが、変調伝達関数が 0.01 サイクル/mm の空間周波数のときに 0.5 以上で、かつ 0.5 サイクル/mm の空間周波数のときに 0.5 以下であるようなものを用いるか、好ましくは変調伝達関数が 0.02 サイクル/mm の空間周波数のときに 0.5 以上で、かつ 0.15 サイクル/mm の空間周波数のときに 0.5 以下であるようなものを指定しなければならない。また前記式を演算するに当つては、関数  $F(X)$  を指定しなければならない。この関数は、外部から個別に指定するか、あるいは人体の部分、症例別によつて数種類決めておき、これを演算装置のメモリに入れておく。

以下、具体的に前記  $F(X)$  を決めて画像処理

ル画像信号 (Sorg) を求め (21)、この Sorg に基づいて前述の各方法のいずれかの方法によつて非鮮鋭マスク信号 (Sus) を計算して求める (22)。次にこの Sorg と Sus を使つて  $X = \text{Sorg} - \text{Sus}$  の演算を行ない、X を求める (23)。X が正または 0 のときは X を X、 $\alpha$  を  $\alpha$  とし (24、25)、X が負のときは X を  $-X$ 、 $\alpha$  を  $-\alpha$  と置き換えて (24、26)  $\text{Sorg} + F(X)$  すなわち  $\text{Sorg} + \alpha\sqrt{X}$  の演算を行ない (27)、 $S'$  を求める。

この第2図のフローチャートに示した演算を行なうには、第3図に示すようにデータバス30に連結して入出力機31、コントローラ32、演算器33、メモリ34が使用され、この演算器33は平方根( $\sqrt{\quad}$ )の計算と、加減乗除を行なう機能を備えていなければならない。

第4図は  $X \rightarrow F(X)$  (例えば  $F(X) = \alpha\sqrt{X}$ ) の変換テーブルを使用する例を示すもので、この場合は第2図の例と同様に Sorg, Sus を求

を行なう実施態様について詳細に説明する。

$F(X)$  は前述のように各種の変更が考えられ、その中から適当なものを選ぶことができるが、 $F(X)$  をあらかじめ一般式で表現しなくても、テーブルルッキング方式で X の値から  $F(X)$  を求めて  $F(X)$  を定めるようにしてもよい。すなわち、たとえば X と  $F(X)$  の変換テーブルをディスクあるいはメモリー上に作成しておき、この変換テーブルによつて入力された X の値に応じて  $F(X)$  の値を出力するようにしてもよい。

以下の実施態様の説明では、 $F(X)$  として

$$F(X) = \alpha \sqrt{|X|} \quad (6)$$

なる式(2)の一態様の関数を使用して演算するものと、テーブルルッキング方式で  $X \rightarrow F(X)$  の変換テーブルを使用するものとを代表例として説明する。

第2図は  $F(X) = \alpha \sqrt{|X|}$  の演算をする場合のフローチャートを示すもので、この場合はまず蓄積性蛍光体の走査点におけるオリジナ

ル(41、42)、 $X = \text{Sorg} - \text{Sus}$  の計算を行なつて X を求める (43)。ここで求めた X から変換テーブル ( $X \rightarrow F(X)$ ) を参照してデータを交換し、X に応じた  $F(X)$  を求める (44)。次いで、このようにして求めた  $F(X)$  を使つて  $\text{Sorg} + F(X)$  の演算を行ない (45)、 $S'$  を求める。

この第4図のフローチャートに示した演算を行なうには、第5図に示すようにデータバス50に連結して入出力機51、コントローラ52、演算器53、メモリ55を使用する他、テーブルメモリ54を使用する。この場合の演算器53は、 $F(X) = \alpha\sqrt{|X|}$  の計算をする必要がないので加減算ができるものであればよい。

また、さらに上記のような周波数強調を行なつた信号  $S'$  に対して高周波数成分低減用の平滑化処理を行えば、診断に必要な情報をそこなく、雑音を低減することができる。

さらに、非鮮鋭マスクによる周波数強調処理に加えて、階調処理を併用することもできる。階調処理を超低周波数処理前におこなう場合には、非線形アナログ回路で階調処理してからA/D変換を行なう。A/D変換後に行なう場合には、ミニコンピュータでデジタル処理を行なうこともできる。また超低周波数処理後ではデジタル処理を行なうか、D/A変換後にアナログ処理する。

また、写真フィルムに画像を再生記録する際、入力走査時より高いサンプリング周波数で記録すれば縮小写真像が得られる。例えば入力系では10画素/mm、出力系では20画素/mmで走査すれば1/2に縮小された写真像となる。このように1/2、1/3に縮小した写真像は診断に必要と思われる周波数成分が視感度の最も高い周波数領域に近くなるのでコントラストが視覚的により高くなつたように見えて非常に見易くなる。

なお、前記実施態様において、オリジナル

線A、B、D及び折れ線Cを選び、前記演算式(1)に従つて超低周波数処理を施して作成した写真像とを比較し、人体の主たる部位についての診断性能の向上を調べた。

第6図の実線Aは $F(X) = 0.4 \cdot \text{sgn}(X) |X|^{1/2}$ 、すなわち前述の関数(2)において $\alpha = 0.4$ 、 $n = 1/2$ 、 $b = 0$ としたもので連続的な曲線型の関数である。勾配( $F'(X)$ )は $|X|$ の増大にともなつて小さくなくなり、 $F''(X)$ は $X$ が正のときは負で、 $X$ が負のときは正となつてゐる。

破線Bは $F(X) = 1 - e^{-1.4X} (X > 0)$ 、 $F(X) = -1 + e^{1.4X} (X < 0)$ 、すなわち前記関数(4)において $X$ の係数を1.4としたもので、これも連続的な曲線型の関数である。勾配( $F'(X)$ )は $|X|$ の増大にともなつて小さくなり、 $F''(X)$ は $X$ が正のときは負で $X$ が負のときは正となつてゐる。

鎖線Cは $F(X) = \text{sgn}(X) (n|X| + \text{const})$ の $n$ を $|X|$ の大きさに応じて $|X|$ が大きい程小

画像信号Sorgとは、対数変換等の帯域圧縮、非線形補正を行なつた後の信号を意味する場合も含む。実用的には光検出器の出力を信号処理するものであるから、対数変換等の帯域圧縮をするのが望ましい。原理的には、光検出器の出力をそのままSorgとしてその後の処理をすることも可能であるとはいふまでもない。また、このマスクの計算は、理論的にはエネルギーの平均を出すべきものであるが、本発明者の実験によればこの非鮮鋭マスク信号を求める際には、対数圧縮した濃度に相当する値で平均値を出しても、結果は変わらなかつた。これは処理上は実用的に有利である。

以下、本発明の効果を一層明瞭なものとするために実施例をあげる。

#### 実施例

第1表に掲げる代表的な部位について合計50例の症例につき、従来のX線写真フィルムに直接記録したものと、本発明により螢光体から読み出し、 $F(X)$ として第6図に示す曲

さくした折線型の関数を示すもので、前述の関数(5)において $a = 1$ 、 $b = 0.75$ 、 $c = 0.5$ としたものに相当する。すなわち、

$$F(X) = \begin{cases} X & |X| < 0.1 \\ \text{sgn}(X) (0.75|X| + 0.025) & 0.1 \leq |X| < 0.3 \\ \text{sgn}(X) (0.5|X| + 0.1) & 0.3 \leq |X| \end{cases}$$

で表わされる折線型関数である。この関数では勾配 $F'(X)$ は $|X|$ の増大にともなつて段階的に小さくなり、 $F''(X)$ は0である。

点線Dは、 $X > 0$ の領域で上に凸形になり、 $X < 0$ の領域で下に凸形となる変換テーブルを作成したものである。これは、 $X > 0$ 、 $X < 0$ の領域で対称な形をしていない例である。この場合には、テーブルルッキング方式で演算をおこなつた。

ここに診断性能の向上の有無および程度については、通常の写真系の物理的評価値(たとえば、鮮鋭度、コントラスト、粒状性等)

によつて裏づけることは事実上不可能であるため、4人の放射線医による主観的評価に基いた。

評価結果は第1表のとおりである。

症例、部位	評 価
頭	頭がい骨が白く抜けず、顔の筋肉の黒線状の偽画像も発生せず、見易く、筋肉の腫れが診断しやすくなった。
骨、筋肉	骨部、筋内部の両者に偽画像が発生せず両者とも正確な診断ができた。
血管造影	偽画像が発生せず、造影血管の細いところも太いところも診断が可能となつた。
胃二重造影	胃辺縁部及び造影剤が多量に充てんされたところに偽画像が発生せず、全体的によく診断できた。

チャート、

第3図は第2図に示す方法を実施するのに使用する演算部の構成の例を示すブロック図、

第4図は本発明の方法の他例を示すフローチャート、

第5図は第4図に示す方法を実施するのに使用する演算部の構成の例を示すブロック図、

第6図は本発明の方法、装置に使用される演算式  $S' = S_{org} + F(X)$  の関数  $F(X)$  の各例を示すグラフである。

- 1…蓄積性蛍光体シート    3…レーザ光源  
4…光検出器            4a…集光体  
5, 10…アンプ            7…演算部

腹部単純：腸のガス部が必要以上に強調されず、腹部全体が診断しやすくなった。

なお、 $F(X)$ として第6図の曲線A, B, D, 折れ線Cのいずれを選ぶかにより、個々の写真像につき診断性能の向上の程度に若干の差は認められたが、平均的には各症例につき実質的な差異は認められなかつた。

第1表から明らかなように、本発明によれば各種症例、部位において、偽画像の発生が防止され、診断性能の向上が見られた。

このように、本発明の方法は蓄積性蛍光体を利用した放射線画像処理方法において診断性能を大幅に向上させることができ、実用上の効果は著しい。

#### 4.図面の簡単な説明

第1図は本発明の放射線画像処理方法を実施する放射線画像記録再生システムの一例を示す概略ブロック図、

第2図は本発明の方法の一例を示すフロー

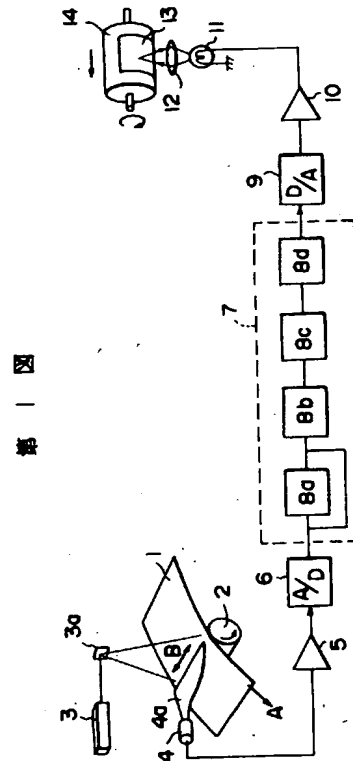
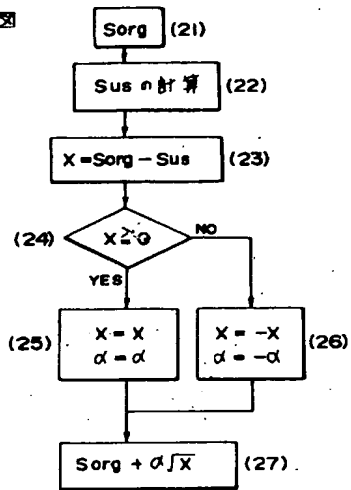
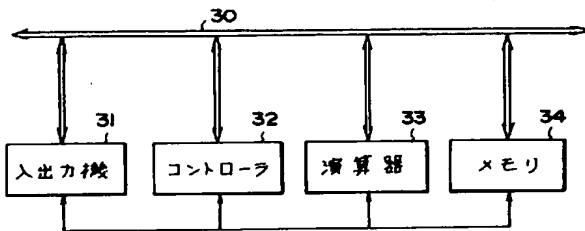


図 1

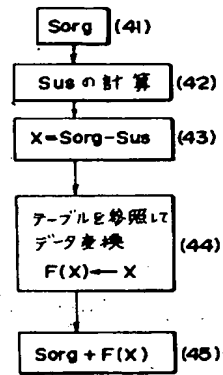
第 2 図



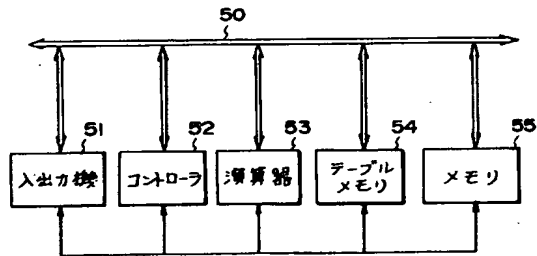
第 3 図



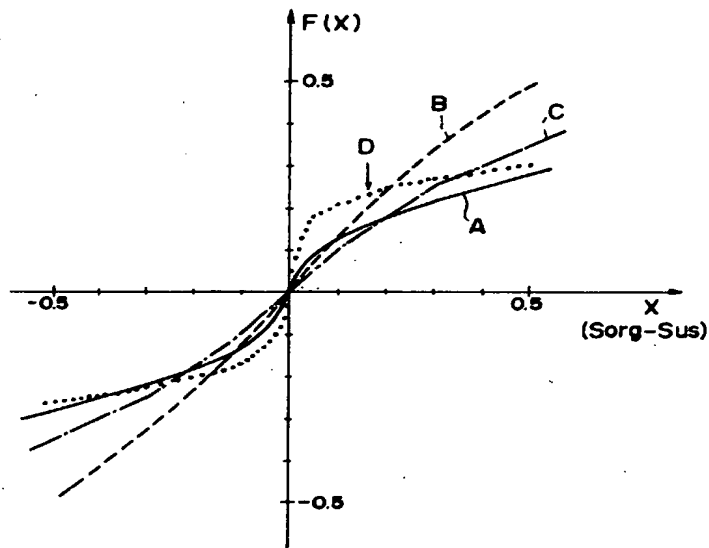
第 4 図



第 5 図



第 6 図



## (自 発) 手 続 補 正 書

昭和56年3月2日

特許庁長官殿

## 1. 事件の表示

昭和54年特許願第168937号

## 2. 発明の名称

放射線面 処理方法および装置

## 3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住 所 神奈川県足柄下郡箱根町210番地

(520) 富士写真フイルム株式会社

(氏 名) 代表者 大西 貢

## 4. 代理人

〒106 東京都港区六本木5-2-1

ほうらいやビル702号 電話 (479) 2367

7318) 弁理士 柳 田 征 史

## 5. 補正命令の日付

な し

## 6. 補正により増加する発明の数

な し

## 7. 補正の対象

明細書の「発明の詳細な説明」の欄

## 8. 補正の内容

別紙の通り

## (1) 明細 第12頁第11行

「関数であってもよい。」の後に次の文章を挿入する。

「このことは、数学的には、前記演算式(1)における  $F(x)$  を  $\beta(\text{Sorg}) \cdot f(x)$  或いは  $\beta(\text{Sus}) \cdot f(x)$  と置換しうる場合が含まれることを意味するものに他ならない。」

## (2) 同第15頁第12行

「防止される。」の後に次の文章を挿入する。

「また、とくに前記演算式(1)における  $F(x)$  が  $\beta(\text{Sorg}) \cdot f(x)$  或いは  $\beta(\text{Sus}) \cdot f(x)$  と置換しうる場合には、 $\beta(\text{Sorg})$  或いは  $\beta(\text{Sus})$  は Sorg 或いは Sus に応じてそれぞれ当然に変化するから、前記効果に加えて、特願昭53-163571号に開示されている  $\beta$  を可変にした場合の効果をも併わせ奏するものであることは言うまでもない。」